

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 725 444**

51 Int. Cl.:

A61B 5/04 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/042 (2006.01)

A61B 5/0456 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **17.12.2015** **E 15200684 (7)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **20.03.2019** **EP 3033993**

54 Título: **Reducción del campo lejano ventricular**

30 Prioridad:

18.12.2014 US 201414574578

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:

24.09.2019

73 Titular/es:

BIOSENSE WEBSTER (ISRAEL) LTD. (100.0%)
4 Hatnufa Street
2066717 Yokneam, IL

72 Inventor/es:

ZRIHAM, YANIV BEN;
URMAN, ROY;
BAR-TAL, MEIR y
HOUBEN, RICHARD P. M.

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 725 444 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCION

Reducción del campo lejano ventricular

5 ANTECEDENTES DE LA INVENCION

Campo de la invención

10 Esta invención se refiere a la fisiología cardíaca. Más particularmente, esta invención se refiere a la evaluación de la propagación eléctrica en el corazón.

Descripción de la técnica relacionada

15 En la Tabla 1 se proporcionan los significados de ciertos acrónimos y abreviaturas usadas en la presente.

Tabla 1 - Acrónimos y Abreviaturas

20	BSECG	ECG de superficie del cuerpo
	ECG	Electrocardiograma
	EGM	Electrograma
	TEA	Promedio de Ensamble de Tiempo
25	UEGM	Electrograma unipolar
	VFF	Campo lejano ventricular

30 Las arritmias cardíacas, como la fibrilación auricular, son una causa importante de morbilidad y muerte. La Patente de Estados Unidos N° 5.546.951 y la Patente de Estados Unidos N° 6,690,963 de titularidad compartida, ambas expedidas a Ben Haim y la Solicitud de PCT WO 96/05768, todas las cuales se incorporan en la presente por referencia, divulgan métodos para detectar una propiedad eléctrica del tejido cardíaco, por ejemplo, el tiempo de activación local, como una función de la localización precisa dentro del corazón. Los datos se adquieren con uno o más catéteres que tienen sensores eléctricos y de localización en sus puntas distales, que se hacen avanzar hacia el corazón. Los métodos para crear un mapa de la actividad eléctrica del corazón en base a estos datos se divulgan en la Patente de Estados Unidos N° 6.226.542 y la Patente de Estados Unidos N° 6.301.496 de titularidad compartida, ambas expedidas a Reisfeld, que se incorporan en la presente por referencia. Como se indica en estas patentes, la localización y la actividad eléctrica típicamente se miden inicialmente en de aproximadamente 10 a aproximadamente 20 puntos en la superficie interior del corazón. Estos puntos de datos son luego generalmente suficientes para generar una reconstrucción preliminar o mapa de la superficie cardíaca. El mapa preliminar se combina a menudo con datos tomados en puntos adicionales para generar un mapa más completo de la actividad eléctrica del corazón. De hecho, en entornos clínicos, no es infrecuente acumular datos en 100 o más sitios para generar un mapa detallado, completo de la actividad eléctrica de la cámara del corazón. El mapa detallado generado puede luego servir como la base para decidir un curso de acción terapéutico, por ejemplo, ablación de tejidos, para alterar la propagación de la actividad eléctrica del corazón y para restaurar el ritmo cardíaco normal.

45 Pueden usarse catéteres que contienen sensores de posición para determinar la trayectoria de los puntos en la superficie cardíaca. Estas trayectorias pueden usarse para inferir características de movimiento como la contractilidad del tejido. Como se divulga en la Patente de Estados Unidos N° 5.738.096, expedida a Ben Haim, que se incorpora en la presente en su totalidad por referencia, pueden construirse mapas que representan tales características de movimiento cuando la información de la trayectoria se muestrea en un número suficiente de puntos en el corazón.

50 La actividad eléctrica en un punto del corazón se mide típicamente haciendo avanzar un catéter de múltiples electrodos para medir la actividad eléctrica en múltiples puntos en la cámara del corazón simultáneamente. Un registro derivado de los potenciales eléctricos que varían con el tiempo medido por uno o más electrodos se conoce como electrograma. Los electrogramas pueden medirse con cables unipolares o bipolares, y se utilizan, por ejemplo, para determinar el inicio de la propagación eléctrica en un punto, conocido como tiempo de activación local.

60 Los sensores en una cámara cardíaca pueden detectar la actividad eléctrica de campo lejano, es decir, la actividad eléctrica del ambiente que se origina lejos de los sensores, que puede distorsionar u ocultar la actividad eléctrica local, es decir, las señales que se originan en o cerca de la localización del sensor. La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 2014/0005664 de titularidad compartida de Govari et al., que se incorpora en la presente por referencia, divulga la distinción de un componente local en una señal de electrodo intracardiaco, debida al tejido con el que está en contacto el electrodo de una contribución de campo remoto a la señal, y explica que un procedimiento terapéutico aplicado al tejido puede controlarse en respuesta al componente local distinguido.

La Publicación de Solicitud de Patente de Estados Unidos N° 2014/0187991 de Thakur et al. propone un método para mapear una cámara cardíaca mediante la detección de señales de activación de la actividad fisiológica intrínseca con una pluralidad de electrodos dispuestos en o cerca de la cámara cardíaca. El método incluye aislar eventos de onda R en las señales de activación, generar una plantilla de activación de campo lejano representativa de un componente de señal de activación de campo lejano en base a los eventos de onda R, y filtrar la plantilla de activación de campo lejano de las señales de activación para identificar los componentes de la señal de activación de campo cercano en las señales de activación.

SUMARIO DE LA INVENCION

De acuerdo con las realizaciones de la invención, se proporciona un método de reducción de campo lejano, que se lleva a cabo detectando los picos de un complejo QRS de un electrograma cardíaco, extrayendo latidos unipolares de un electrograma intracardiaco que tienen lugar dentro de un intervalo de tiempo predeterminado que incluye los picos detectados respectivos, construyendo un primer latido unipolar medio promediando los latidos unipolares extraídos, correlacionando de manera cruzada los latidos unipolares extraídos con el primer latido unipolar medio determinando los desfases temporales respectivos entre ellos, y aceptando los latidos unipolares extraídos en los que una correlación cruzada de los mismos excede un umbral de correlación predeterminado. El método se lleva a cabo además construyendo un segundo latido unipolar medio a partir de los latidos unipolares aceptados, determinando un componente del campo lejano ventricular sustrayendo el segundo latido unipolar medio de los latidos unipolares extraídos, sustrayendo el componente del campo lejano ventricular del electrograma intracardiaco para distinguir un componente local del electrograma intracardiaco, y controlando un procedimiento médico en respuesta al componente local.

De acuerdo con un aspecto del método, el umbral de correlación predeterminado incluye un desfase temporal que no supera los 10 ms.

De acuerdo con otro aspecto del método, el umbral de correlación predeterminado incluye una diferencia entre las amplitudes pico de los latidos unipolares extraídos y el primer latido unipolar medio que no supera el 10 por ciento.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, la construcción de un primer latido unipolar medio incluye calcular un latido derivativo mediano diferenciando los latidos unipolares extraídos, y la correlación cruzada se realiza entre los latidos unipolares extraídos y el latido derivativo mediano.

De acuerdo con un aspecto del método, construir un segundo latido unipolar medio incluye alinear los latidos unipolares extraídos.

De acuerdo con otro aspecto más del método, construir un segundo latido unipolar medio incluye dividir los latidos unipolares aceptados en una pluralidad de agrupaciones, y construir los latidos unipolares medios específicos de la agrupación respectivos para cada una de las agrupaciones.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, dividir los latidos unipolares aceptados se realiza agrupando las medias k de acuerdo con las distancias euclidianas entre los latidos unipolares aceptados.

De acuerdo con otro aspecto más del método, determinar un componente del campo lejano ventricular incluye seleccionar un latido unipolar óptimo de los latidos unipolares medios específicos de la agrupación para los latidos unipolares aceptados respectivos, y sustraer los latidos unipolares medios específicos de la agrupación seleccionados de los latidos unipolares extraídos.

Se proporciona además de acuerdo con las realizaciones de la invención un aparato, que incluye una sonda intra-corporal, la sonda estando adaptada para entrar en contacto con el tejido en un corazón, una pantalla y un procesador. El procesador está configurado para recibir una señal eléctrica desde un electrodo de la sonda, para distinguir un componente local de la señal que se debe al tejido con el que el electrodo está en contacto desde una contribución de campo remoto a la señal realizando los pasos de: detectar picos de un complejo QRS de un electrograma cardíaco, extraer latidos unipolares de un electrograma intracardiaco recibido a través del electrodo, en donde los latidos unipolares extraídos tienen lugar dentro de un intervalo de tiempo predeterminado que incluye los picos detectados respectivos, construir un primer latido unipolar medio promediando los latidos unipolares extraídos, correlacionar de manera cruzada los latidos unipolares extraídos con el primer latido unipolar medio determinando los desfases temporales respectivos entre ellos, aceptar aquellos latidos unipolares extraídos en los que una correlación cruzada de los mismos excede un umbral de correlación predeterminado, construir un segundo latido unipolar medio de los latidos unipolares aceptados, determinar el componente del campo lejano ventricular sustrayendo el segundo latido unipolar medio de los latidos unipolares extraídos, sustraer el componente del campo lejano ventricular del electrograma intracardiaco, y generar la información del componente local en la pantalla.

Se proporciona además de acuerdo con las realizaciones de la invención un método que se lleva a cabo insertando una sonda en el corazón de un sujeto. Un electrodo intracardiaco unipolar se dispone en el segmento distal de la sonda. El método se lleva a cabo además recibiendo concurrentemente un electrograma intracardiaco desde una localización en el corazón con el electrodo intracardiaco y recibiendo otro electrograma con un segundo electrodo, formando una primera plantilla promediando los latidos del electrograma intracardiaco en alineación con los complejos de onda R del otro electrograma, calculando las correlaciones respectivas entre los latidos del electrograma intracardiaco y la primera plantilla, seleccionando los latidos del electrograma intracardiaco, en donde las correlaciones respectivas de los mismos exceden un valor predeterminado, formando una segunda plantilla a partir de los latidos seleccionados del electrograma intracardiaco, generando, en base a la segunda plantilla, una señal que representa un componente del campo lejano del electrograma intracardiaco, eliminando el componente del campo lejano del electrograma intracardiaco para producir un electrograma intracardiaco filtrado, e informando del electrograma intracardiaco filtrado.

De acuerdo con otro aspecto más del método, formar una segunda plantilla incluye dividir los latidos seleccionados del electrograma intracardiaco en una pluralidad de agrupaciones, y construir una pluralidad de segundas plantillas específicas de las agrupaciones para cada una de las agrupaciones.

De acuerdo con otro aspecto más del método, dividir los latidos seleccionados del electrograma intracardiaco se realiza mediante la agrupación de medias k de acuerdo con las distancias euclidianas entre los latidos seleccionados.

De acuerdo con un aspecto adicional del método, generar incluye seleccionar una óptima de las segundas plantillas específicas de la agrupación para los latidos seleccionados respectivos, y sustraer la plantilla óptima de los latidos seleccionados, respectivamente.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LAS VARIAS VISTAS DE LOS DIBUJOS

Para una mejor comprensión de la presente invención, se hace referencia a la descripción detallada de la invención, a modo de ejemplo, que debe leerse junto con los siguientes dibujos, en los que a elementos similares se les asignan números de referencia similares y en donde:

La Fig. 1 es una ilustración pictórica de un sistema para detectar actividad eléctrica en un corazón de un sujeto vivo de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 2 es un diagrama de bloques que ilustra la eliminación de los efectos de campo lejano ventriculares de los canales unipolares intracardiacos, de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 3 es un diagrama de bloques detallado del algoritmo TEA mostrado en la Fig. 2 de acuerdo con una realización de la invención;

La Fig. 4 es un diagrama de bloques que ilustra la eliminación de los efectos de campo lejano ventriculares de los canales unipolares intracardiacos, de acuerdo con una realización alternativa de la invención;

La Fig. 5 es un diagrama de bloques detallado del algoritmo TEA mostrado en la Fig. 4 de acuerdo con una realización alternativa de la invención; y

Las Fig. 6 - Fig. 15 son diagramas de formas de onda que pueden observarse al realizar el método mostrado en las Fig. 4 y Fig. 5 de acuerdo con una realización alternativa de la invención.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

En la siguiente descripción, se exponen numerosos detalles específicos con el propósito de proporcionar una comprensión completa de los varios principios de la presente invención. Para un experto en la técnica será evidente, sin embargo, que no todos estos detalles son necesariamente necesarios para poner en práctica la presente invención. En este caso, los circuitos bien conocidos, la lógica de control y los detalles de las instrucciones de los programas informáticos para algoritmos y procesos convencionales no se han mostrado en detalle para no oscurecer innecesariamente los conceptos generales.

Visión general del sistema

Volviendo ahora a los dibujos, se hace referencia inicialmente a la Fig. 1, que es una ilustración pictórica de un sistema 10 para detectar áreas de actividad eléctrica en un corazón 12 de un sujeto vivo 21 de acuerdo con una realización divulgada de la invención. El sistema comprende una sonda, como un catéter 14, que se inserta por vía percutánea por un operario 16, que es típicamente un médico, a través del sistema vascular del paciente en una cámara o estructura vascular del corazón. El operario 16 pone la punta distal 18 del catéter en contacto con la pared del corazón en un sitio objetivo que se va a evaluar. Los electrogramas unipolares y bipolares se registran usando electrodos de mapeo en el segmento distal del catéter. Luego se preparan mapas de activación eléctrica en base a los electrogramas, de acuerdo con los métodos divulgados en las patentes de Estados Unidos N° 6.226.542 y 6.301.496 indicadas anteriormente, y en la Patente de Estados Unidos de titularidad compartida N° 6.892.091, cuya divulgación se incorpora en la presente por referencia.

El sistema 10 puede comprender un procesador informático de propósito general o integrado, que se programa con un software adecuado para llevar a cabo las funciones que se describen en la presente a continuación. Por lo tanto, aunque se muestran partes del sistema 10 en otras figuras de los dibujos en la presente se muestran comprendiendo una serie de bloques funcionales separados, estos bloques no son necesariamente entidades físicas separadas, sino que pueden representar, por ejemplo, diferentes tareas de cálculo u objetos de datos almacenados en una memoria que es accesible para el procesador. Estas tareas pueden llevarse a cabo en un software que se ejecuta en un único procesador o en múltiples procesadores. El software se puede proporcionar al procesador o procesadores en medios tangibles no transitorios, como CD-ROM o memoria no volátil. Alternativa o adicionalmente, el sistema 10 puede comprender un procesador de señales digitales o una lógica cableada.

El catéter 14 comprende típicamente un mango 20, que tiene controles adecuados en el mango para permitir al operario 16 dirigir, posicionar y orientar el extremo distal del catéter como se desee para la ablación. Para ayudar al operario 16, la parte distal del catéter 14 contiene sensores de posición (no mostrados) que proporcionan señales a un procesador de posicionamiento 22, localizado en una consola 24. El catéter 14 puede adaptarse, *mutatis mutandis*, desde el catéter de ablación descrito en la Patente de Estados Unidos N° 6.669.692 de titularidad compartida, cuya divulgación se incorpora en la presente por referencia. La consola 24 contiene típicamente un procesador de ECG 26 y una pantalla 30.

El procesador de posicionamiento 22 mide las coordenadas de localización y orientación del catéter 14. En una realización, el sistema 10 comprende un sistema de seguimiento de posición magnético que determina la posición y orientación del catéter 14. El sistema 10 comprende típicamente un conjunto de radiadores externos, como las bobinas de generación de campo 28, que están localizadas en posiciones fijas, conocidas, externas al paciente. Las bobinas 28 generan campos electromagnéticos en las inmediaciones del corazón 12. Estos campos son detectados por sensores de campo magnético localizados en el catéter 14.

Típicamente, el sistema 10 incluye otros elementos, que no se muestran en las figuras por razones de simplicidad. Por ejemplo, el sistema 10 puede incluir un monitor de electrocardiograma (ECG), acoplado para recibir señales de uno o más electrodos de la superficie del cuerpo, para proporcionar una señal de sincronización de ECG a la consola 24. El sistema 10 también incluye típicamente un sensor de posición de referencia, ya sea en un parche de referencia aplicado externamente adherido al exterior del cuerpo del sujeto, o en un catéter colocado internamente, que se inserta en el corazón 12 mantenido en una posición fija con respecto al corazón 12. Pueden proporcionarse bombas y líneas para circular líquidos convencionales a través del catéter 14 para enfriar un sitio de ablación.

Un sistema que incorpora las características descritas anteriormente del sistema 10 es el sistema CARTO® 3, disponible de Biosense Webster, Inc., 3333 Diamond Canyon Road, Diamond Bar, CA 91765. Este sistema puede ser modificado por los expertos en la técnica para incorporar los principios de la invención descritos en la presente. Se conocen catéteres de cesta y de estrías de múltiples electrodos que son adecuados para obtener electrogramas unipolares y bipolares. Un ejemplo de este tipo de catéter estriado es el catéter Pentaray® NAV, disponible de Biosense Webster.

Cancelación del campo lejano ventricular

Primera realización

Una realización de un algoritmo de cálculo de promedios de ensambles de tiempo (TEA) para eliminar los efectos de campo lejano ventricular puede resumirse de la siguiente manera:

1. El algoritmo de detección de picos R se usa para identificar complejos QRS en uno de los canales de ECG de BS (Cable 11 o V2).
2. Extraer los latidos unipolares registrados en el canal 1C unipolar (UEGM_N) alrededor de las marcas temporales de detección de picos R.
3. Promediar todos los latidos extraídos a un único latido medio.
4. Correlacionar de manera cruzada los latidos extraídos con su media para determinar una medida de similitud entre el latido extraído y el latido medio único como una función de un desfase temporal (Plantilla).
5. Alinear y seleccionar: Alinee los latidos extraídos en relación con la correlación cruzada con la localización del pico de los latidos medios.
6. Aceptar los latidos en el caso de que el desfase máximo de la correlación cruzada sea menor que 10 ms y la amplitud del pico de la correlación cruzada exceda del 90%, es decir, las diferencias entre las amplitudes

de los picos del latido medio y los latidos extraídos sean menores del 10%.

7. Recalcular la media en el latido alineado y aceptado.

5 8. Construir la proyección de VFF estimada en $UEGM_n$ duplicando el latido en cada marca temporal de detección de pico R.

9. Reducir el VFF estimado del canal $UEGM_n$ sustrayendo el VFF'_{est} del canal unipolar.

10 Ejecutar los pasos 2 - 9 en todos los canales $UEGM$.

15 Se hace referencia ahora a la Fig. 2, que es un diagrama de bloques que ilustra la eliminación de los efectos de campo lejano ventriculares de los canales unipolares intracardiacos, de acuerdo con una realización de la invención. La Fig. 2 y otras figuras de los dibujos en la presente muestran una serie de bloques funcionales separados. Estos bloques pueden representar entidades físicas que realizan las acciones indicadas, por ejemplo, circuitos lógicos electrónicos o un procesador de señales digitales. Alternativamente, los bloques pueden representar diferentes tareas de computación u objetos de datos almacenados en una memoria que es accesible para un procesador como el procesador 22 (Fig. 1). Estas tareas pueden llevarse a cabo en un software que se ejecuta en un único procesador o en múltiples procesadores. El software se puede proporcionar al procesador o procesadores en medios tangibles no transitorios, como un CD-ROM o una memoria no volátil.

25 La secuencia mostrada en la Fig. 2 se repite para cada electrodo relevante en un catéter de mapeo que tiene múltiples electrodos. El bloque 32 representa un proceso al que se hace referencia en la presente como el algoritmo de promedio de ensamble de tiempo (TEA), que acepta dos señales de entrada: una primera entrada 34, de otro canal de ECG, típicamente pero no necesariamente un canal de ECG de superficie corporal (BSECG), y una segunda entrada 36, que es una señal de electrodo intracardiaco unipolar ($UEGM_n$). El otro canal de ECG podría ser, por ejemplo, un cable de ECG esofágico, o incluso otro ECG de catéter intracardiaco. La entrada 36 puede comprender señales de más de un electrodo colindante en el catéter. Las plantillas se crean acumulando señales de múltiples electrodos. Típicamente se evalúan 500 - 600 latidos. Usar múltiples electrodos concurrentemente ahorra tiempo y aumenta la precisión. Los electrodos colindantes están típicamente a una distancia de 2 - 4 mm entre sí. Sin embargo, las distancias no son críticas. El bloque 32 tiene una salida de campo lejano ventricular estimada 38 (VFF'_{est}), que es una estimación del componente del campo lejano ventricular de la entrada 36. El bloque 40 es un sumador, que resta la salida 38 de la entrada 42. El bloque 40 envía una versión filtrada de la entrada 42 como señal 44, sustancialmente libre de efectos del campo lejano ventriculares.

35 Se hace referencia ahora a la Fig. 3, que es un diagrama de bloques detallado del algoritmo TEA mostrado en el bloque 32 (Fig. 2) de acuerdo con una realización de la invención. El procedimiento comienza en el bloque 46 con la detección de un pico de onda R en la entrada de BSECG 34. Los complejos de onda R se marcan en el tiempo en base a la detección de pico y se pasan al bloque 48. Esta transferencia se representa como una señal de marca temporal 50.

40 El bloque 48 acepta la señal de marca temporal 50 y la entrada de $UEGM_n$ 36. Los latidos del canal de $UEGM_n$, se extraen usando la señal de marca temporal 50 como referencia. El bloque 48 emite una señal de electrodo intracardiaco 52, que forma una entrada a los bloques 54, 56.

45 En el bloque 54, se promedian varios latidos intracardiacos, que produce una señal de plantilla 58 que consiste de una media móvil de los últimos m latidos intracardiacos que representa la media móvil. El valor de m puede ser configurado por el operario. Es adecuado promediar los latidos durante un intervalo de tiempo de 30 segundos.

50 Los latidos en la señal del electrodo intracardiaco 52 se correlacionan con la señal de plantilla 58 en el bloque 56, que emite una señal del electrodo intracardiaco 60 que incluye información de correlación. Las señales que tienen una alta correlación con la señal de plantilla 58 se retienen y se alinean con la plantilla para obtener la mejor correlación en un intervalo de - 3 a +3 ms. Se descartan las señales que no muestran una alta correlación.

55 La señal del electrodo intracardiaco 60 se introduce al bloque 62, que alinea y selecciona los latidos intracardiacos para un procesamiento adicional. En el bloque 62, los latidos que no logran mostrar la actividad ventricular, es decir, la actividad de campo lejano ventricular se rechazan ya que se correlacionan de manera deficiente con la señal de plantilla 58. Los latidos rechazados típicamente solo muestran actividad auricular. El bloque 62 emite una señal de latido intracardiaco 64 que está altamente correlacionada con la señal de plantilla 58.

60 La señal de latido intracardiaco 64 es una entrada al bloque 66, que produce una media móvil de los últimos n latidos intracardiacos y emite una señal de plantilla 68 que representa una media móvil de los latidos que se seleccionaron en el bloque 62. El valor de n es configurable. Típicamente, el valor n representa latidos seleccionados de 30 segundos de actividad cardíaca.

En el bloque 70 se genera una señal que varía con el tiempo que estima la componente del campo lejano ventricular de la entrada de UEGM_n 36 y se emite como la salida del campo lejano ventricular estimada 38.

5 Segunda Realización

Otra realización de un algoritmo de promedio de ensamble de tiempo (TEA) para eliminar los efectos del campo lejano ventricular se puede resumir de la siguiente manera:

- 10 1. Extraer los latidos unipolares registrados en el canal 1C unipolar (UEGMN) y sus electrodos colindantes alrededor de las marcas temporales de detección de picos R.
- 15 2. Promediar las medias de todos los latidos extraídos del electrodo N a un único latido para generar la plantilla de base.
3. Calcular el filtro mediano en todos los derivados de latidos extraídos del electrodo N y sus electrodos colindantes.
- 20 4. Calcular la correlación cruzada entre todos los derivados de latidos extraídos y la plantilla derivada mediana.
5. Rechazar todos los latidos que tengan un umbral de correlación de golpe.
- 25 6. Manejar el algoritmo de medias k para dividir los latidos restantes en agrupaciones k en base a la distancia euclidiana entre ellos.
7. Promediar las medias de los latidos de cada agrupación para plantillas k.
- 30 8. Seleccionar la mejor plantilla para la reducción de VFF por cada latido en el electrodo N en base a la correlación cruzada con la plantilla y el RM mínimo después de la reducción con la plantilla.
9. Usar la plantilla seleccionada para construir la señal estimada (VFF'_{est}) para la reducción.
- 35 10. Reducir el VFF estimado del canal de UEGMN restando el VFF'_{est} del canal unipolar.

Se hace referencia ahora a la Fig. 4, que es un diagrama de bloques que ilustra la eliminación de los efectos de campo lejano ventriculares de los canales unipolares intracardiacos, de acuerdo con una realización alternativa de la invención. Algunas de las señales indicadas en la Fig. 5 son idénticas a las de la Fig. 3. Los detalles de estas señales no se repiten en aras de la brevedad.

Una versión del promedio de ensamble de tiempo se realiza en el bloque 72, que acepta la entrada 36 y la señal de marca temporal 50 (Fig. 3). La salida del bloque 72 es una señal del campo lejano ventricular estimada 74, que se resta de la entrada 42 (Fig. 3) en el bloque 76 (10Σ). El bloque 76 emite una versión filtrada de la entrada 42 como señal 78, sustancialmente libre de efectos de campo lejano ventriculares.

Se hace referencia ahora a la Fig. 5, que es un diagrama de bloques detallado del algoritmo TEA que se muestra en el bloque 72 (Fig. 4) de acuerdo con una realización alternativa de la invención. El bloque 80 acepta la señal de marca temporal 50 y la entrada 36 como se ha descrito anteriormente. Se extraen latidos del canal de UEGM_n. Sin embargo, ahora hay dos salidas: (1) una señal 82 constituye latidos intracardiacos de un único electrodo seleccionado de la entrada 36. Se recordará que la entrada 36 puede emplear señales de más de un electrodo colindante en el catéter; y (2) una señal 84 que constituye latidos intracardiacos de nueve electrodos colindantes centrados alrededor del electrodo seleccionado para la señal 82. Las componentes de la señal 84 atribuibles a los electrodos respectivos pueden comunicarse secuencial o concurrentemente, usando cualquier protocolo de comunicación adecuado.

La señal 82 se somete a un promedio de medias en el bloque 86 para formar una señal de plantilla 88. La señal de plantilla 88 se procesa en el bloque 110, que se describe a continuación. Típicamente, la señal de plantilla 88 representa una media de todos los latidos de un electrodo durante un intervalo de registro, y típicamente comprende aproximadamente 500 latidos.

La señal 84 se diferencia con respecto al tiempo y las derivadas de cada uno de los nueve electrodos sometidos a promedio de medias en el bloque 90. Una señal de plantilla mediana 92 generada a partir del proceso de promedio de medianas se emite desde el bloque 90.

Las derivadas que se emiten a medida que la señal de la plantilla mediana 92 se correlaciona con los

latidos intracardiacos respectivos de la señal del electrodo 84 en el bloque 94. La correlación implica cuadrar las señales de cada uno de los 9 electrodos. Los resultados de correlación se emiten como la señal 96 al bloque 98, donde se descartan los latidos intracardiacos que tienen un coeficiente de correlación que está por debajo de un umbral predefinido. Tales latidos pobremente correlacionados tienen típicamente un componente alto de actividad auricular y no son deseables para obtener un componente de campo lejano ventricular aislado. Los latidos intracardiacos restantes de la señal 84 se emiten como señal 100.

La señal 100 es una entrada al bloque 102 donde los latidos intracardiacos filtrados se clasifican en grupos k usando agrupación de medias k , cada grupo siendo de 50 ms de duración. El valor de k es 3 en una realización actual. La agrupación de medias k es un método de repartición que reparte los datos observados en agrupaciones mutuamente excluyentes k usando la distancia euclidiana como una métrica, y devuelve el índice de la agrupación al que ha asignado cada observación. Los grupos k se emiten como una señal de agrupación k 104. Se calcula una media para cada uno de los grupos k en el bloque 106. Las plantillas k y los latidos filtrados individuales se emiten como una señal 108.

La señal de la plantilla k 108 y la señal de la plantilla 88 junto con los latidos individuales y sus asignaciones de agrupación se introducen en un bloque de selección 110 donde cada latido filtrado está asociado con la más adecuada de las plantillas k de la señal de la plantilla k 108 o la señal de plantilla 88 y se emiten como la señal 112. Se desarrolla una estimación de campo lejano ventricular en una base por latido en el bloque 114 usando la señal 112 y la salida como la señal de campo lejano ventricular estimada 74, donde se procesa en el bloque 76 (Fig. 5).

Se hace referencia ahora a las Fig. 6 - Fig. 15, que son diagramas de formas de onda que pueden observarse cuando se realiza el método de la Fig. 4 y la Fig. 5, de acuerdo con una realización de la invención.

La Fig. 6 representa un único electrograma intracardiaco (UEGM_n) de la entrada 36.

La Fig. 7 representa la señal 84 a partir de múltiples electrodos, después de la extracción de latidos alrededor del complejo de onda R.

La Fig. 8 representa una plantilla base, mejor apreciada como la señal de plantilla 88 (Fig. 5).

La Fig. 9 representa la señal de la plantilla mediana 92, que es una plantilla que resulta del promedio de medianas de los derivados de los latidos extraídos producidos en el bloque 80.

La Fig. 10 representa la señal 96, que es la salida del proceso de correlación del bloque 94.

La Fig. 11 representa la señal 100, que es la salida del filtrado y la selección realizadas en el bloque 98.

La Fig. 12 representa la señal de la agrupación k 104. Comprende tres gráficos de forma de onda, que representan la agrupación de medias k de los latidos filtrados que se realizó en el bloque 102.

La Fig. 13 representa la señal de la plantilla k 108, que son tres plantillas formadas por el bloque 106 de la señal de la agrupación k 104.

La Fig. 14 representa la señal de campo lejano ventricular estimada 74 que se generó en el bloque 114.

La Fig. 15 representa la señal 78, que es la salida final: un electrograma intracardiaco despojado de un componente de campo lejano ventricular.

Los expertos en la técnica apreciarán que la presente invención no se limita a lo que se ha mostrado y descrito particularmente en la presente con anterioridad. Más bien, el alcance de la presente invención incluye tanto combinaciones como sub-combinaciones de las varias características descritas anteriormente en la presente, así como variaciones y modificaciones de las mismas que no se encuentran en la técnica anterior, que se les ocurrirán a los expertos en la técnica tras leer la descripción anterior. Sin embargo, la invención se define por las reivindicaciones, y esta descripción con sus ejemplos es solo con propósitos ilustrativos.

REIVINDICACIONES

1. Un método implementado por ordenador de reducción de campo lejano, que comprende los pasos de detectar picos de un complejo de QRS de un electrograma cardíaco;
5 extraer latidos unipolares de un electrograma intracardiaco que tienen lugar dentro de un intervalo de tiempo predeterminado que incluye los picos detectados respectivos;
construir un primer latido unipolar medio promediando los latidos unipolares extraídos;
correlacionar de manera cruzada los latidos unipolares extraídos con el primer latido unipolar medio determinando los desfases temporales respectivos entre ellos;
10 aceptar unos de los latidos unipolares extraídos en los que una correlación cruzada de los mismos supera un umbral de correlación predeterminado;
construir un segundo latido unipolar medio a partir de los latidos unipolares aceptados;
determinar una componente de campo lejano ventricular restando el segundo latido unipolar medio de los latidos unipolares extraídos;
15 restar el componente de campo lejano ventricular del electrograma intracardiaco para distinguir un componente local del electrograma intracardiaco; y
controlar un procedimiento médico en respuesta al componente local.
2. Un aparato que comprende:
20 una sonda intra-corporal (14) que tiene un electrodo, la sonda estando configurada para que entre en contacto con el tejido en un corazón;
una pantalla (30); y
un procesador (22, 26), que está configurado para recibir una señal eléctrica del electrodo, para distinguir un
25 componente local, debido al tejido con el que el electrodo está en contacto, en la señal eléctrica de una contribución de campo remoto a la señal realizando los pasos de:

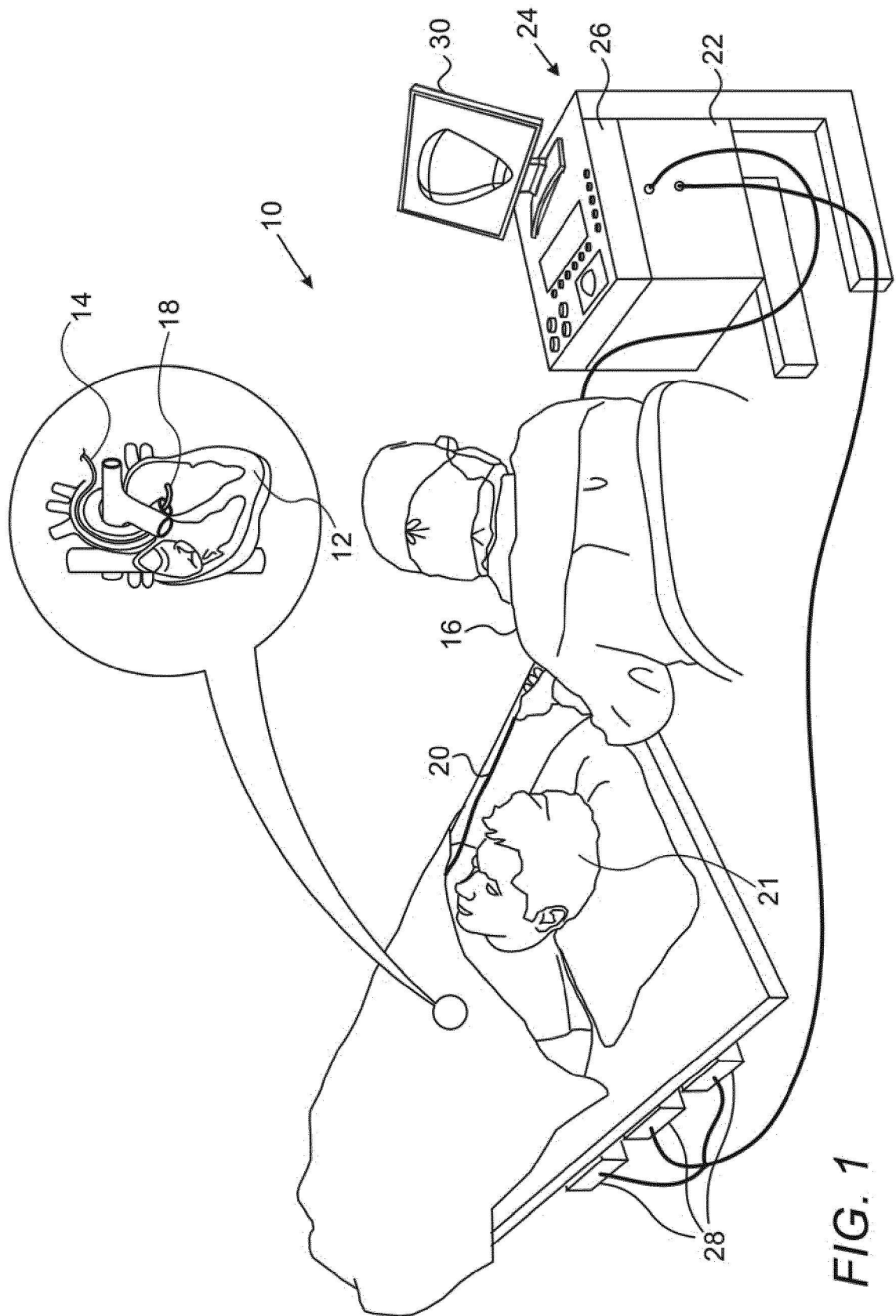
detectar los picos de un complejo de QRS de un electrograma cardíaco;
extraer latidos unipolares de un electrograma intracardiaco recibido a través del electrodo, en donde los
30 latidos unipolares extraídos tienen lugar dentro de un intervalo de tiempo predeterminado que incluye los picos detectados respectivos;
construir un primer latido unipolar medio promediando los latidos unipolares extraídos;
correlacionar de manera cruzada los latidos unipolares extraídos con el primer latido unipolar medio determinando los desfases temporales respectivos entre ellos;
35 aceptar unos de los latidos unipolares extraídos en los que una correlación cruzada de los mismos supera un umbral de correlación predeterminado;
construir un segundo latido unipolar medio a partir de los latidos unipolares aceptados;
determinar una componente de campo lejano ventricular restando el segundo latido unipolar medio de los latidos unipolares extraídos;
40 restar el componente de campo lejano ventricular del electrograma intracardiaco para distinguir el componente local del electrograma intracardiaco; y
emitir el componente local a la pantalla.
3. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el umbral
45 de correlación predeterminado comprende un desfase temporal que no supera los 10 ms.
4. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en donde el umbral de correlación predeterminado comprende una diferencia entre las amplitudes pico de los latidos unipolares extraídos y el primer latido unipolar medio que no excede del 10 por ciento.
5. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en donde construir un primer latido unipolar medio comprende además calcular un latido derivativo mediano diferenciando los latidos unipolares extraídos, y se realiza una correlación cruzada entre los latidos unipolares extraídos y el latido derivativo mediano .
55
6. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en donde construir un segundo latido unipolar medio comprende alinear los latidos unipolares extraídos.
7. El método de acuerdo con la reivindicación 1 o el aparato de acuerdo con la reivindicación 2, en donde la
60 construcción de un segundo latido unipolar medio comprende:

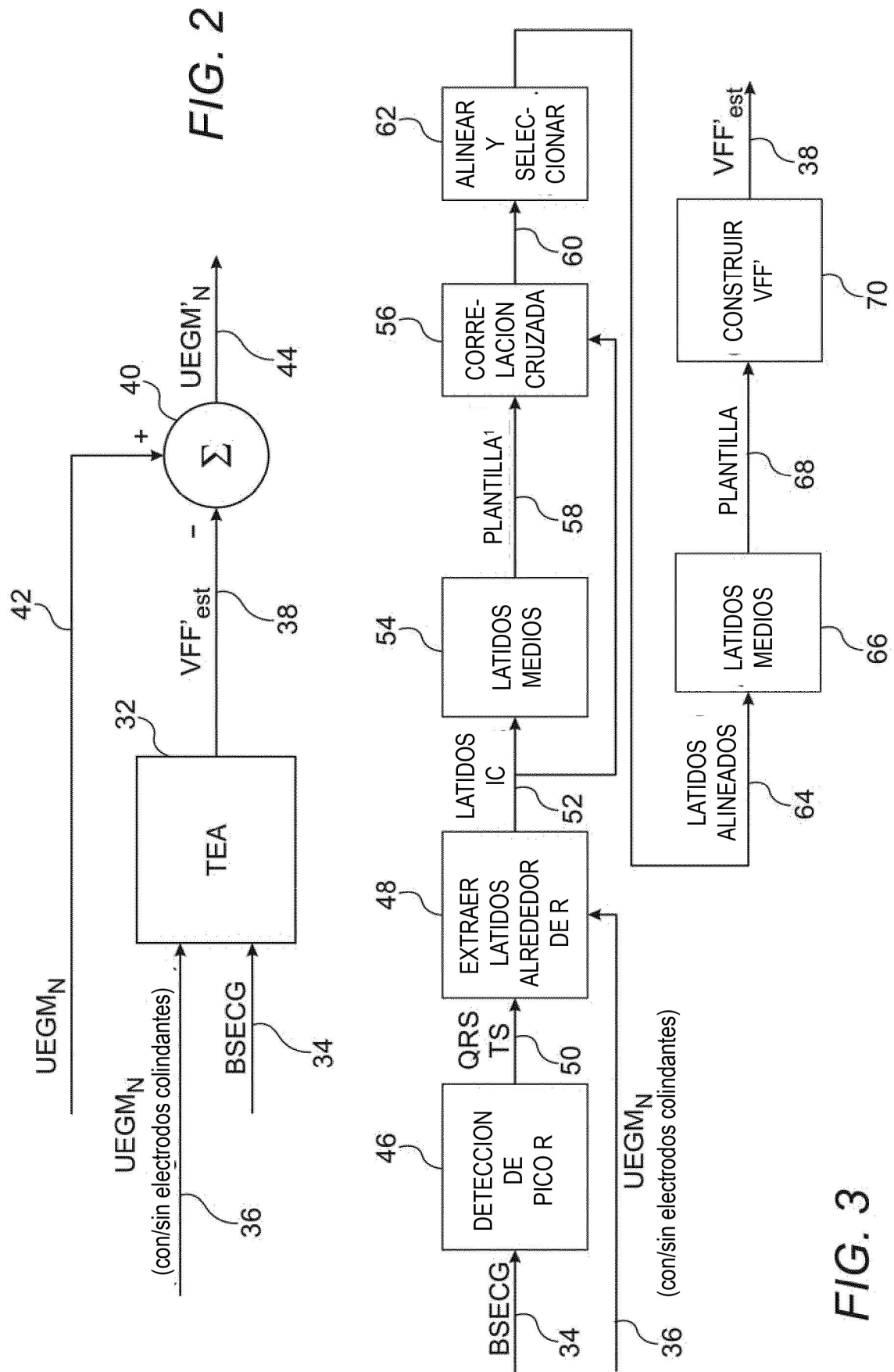
dividir los latidos unipolares aceptados en una pluralidad de agrupaciones; y
construir los respectivos latidos unipolares medios específicos de la agrupación para cada una de las
65 agrupaciones.

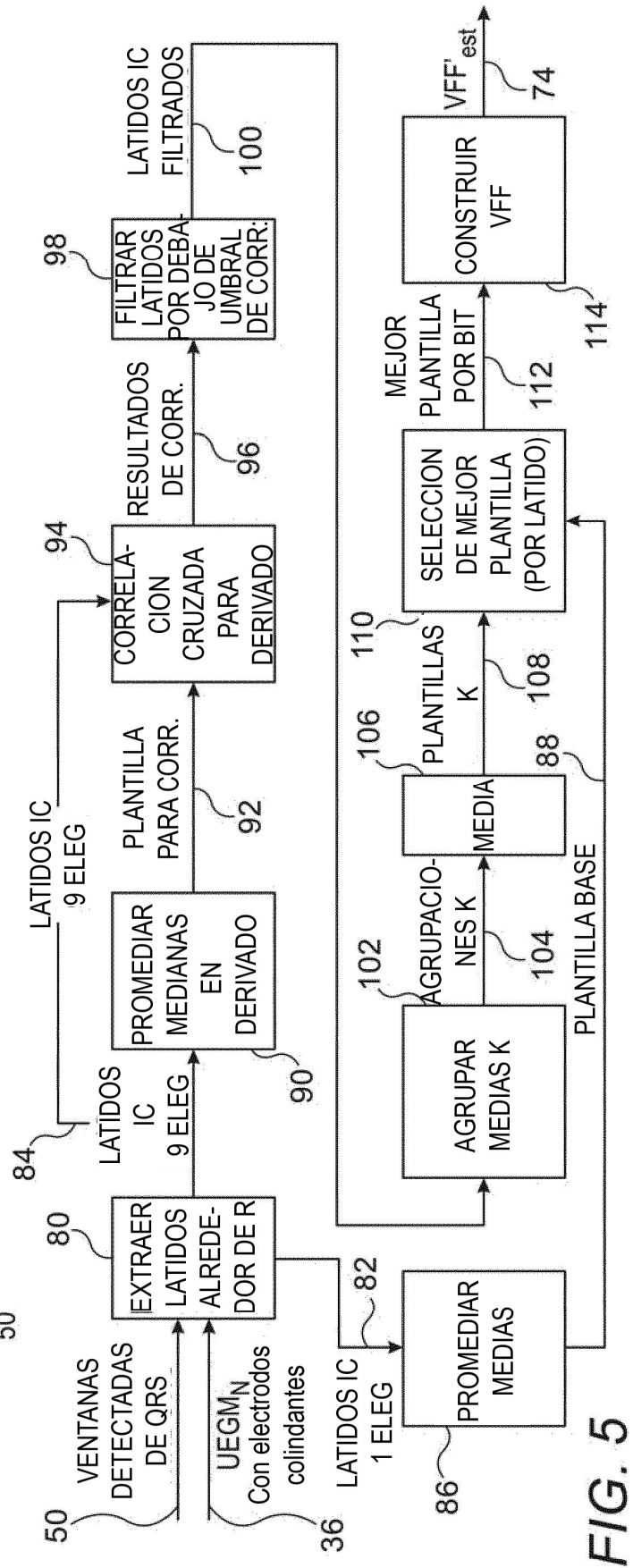
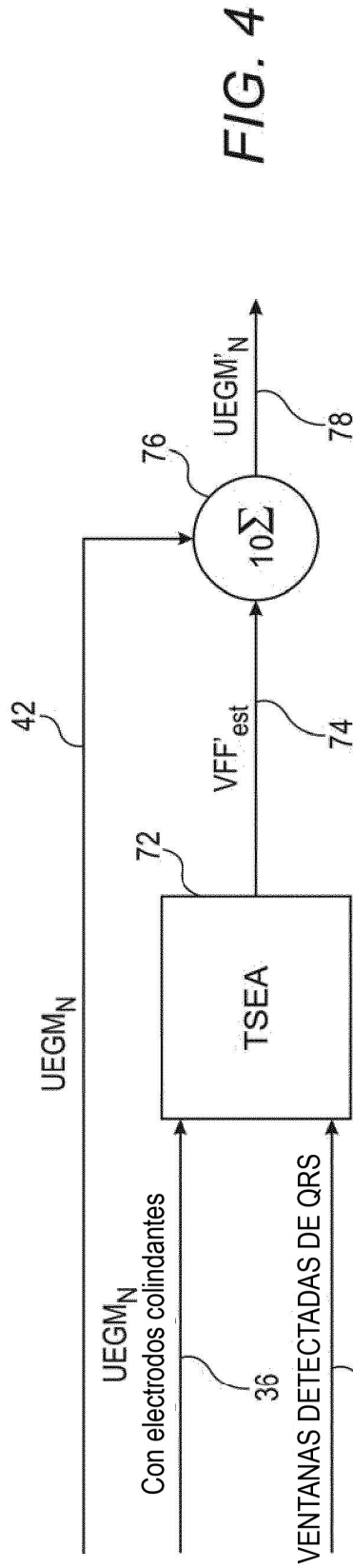
8. El método o aparato de acuerdo con la reivindicación 7, en donde dividir los latidos unipolares aceptados se realiza agrupando las medias k de acuerdo con las distancias euclidianas entre los latidos unipolares aceptados.

9.. El método o aparato de acuerdo con la reivindicación 7, en donde determinar un componente de campo lejano ventricular comprende:

seleccionar un latido unipolar óptimo de los latidos unipolares medios específicos de las agrupaciones para los latidos unipolares aceptados respectivos; y
restar los latidos unipolares medios específicos de las agrupaciones seleccionados de los latidos unipolares extraídos, respectivamente.







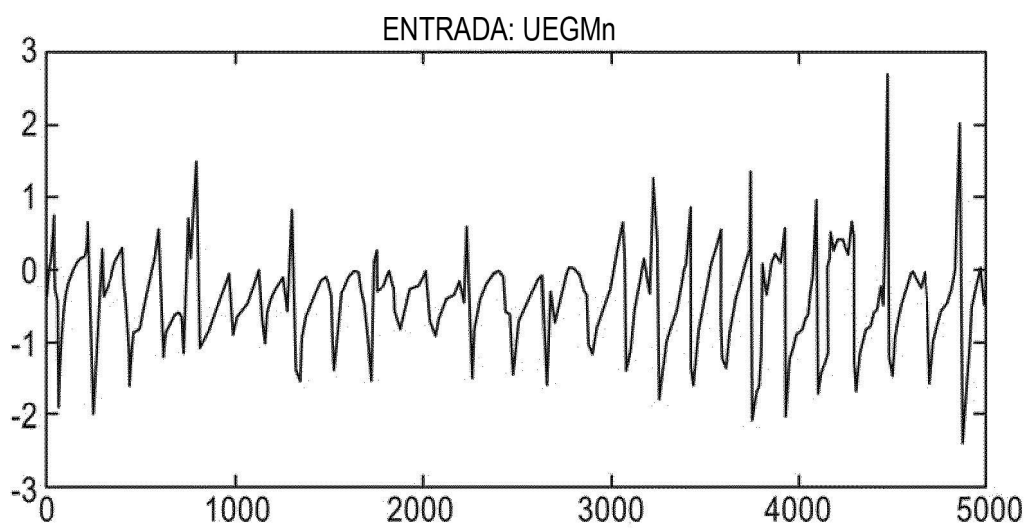


FIG. 6

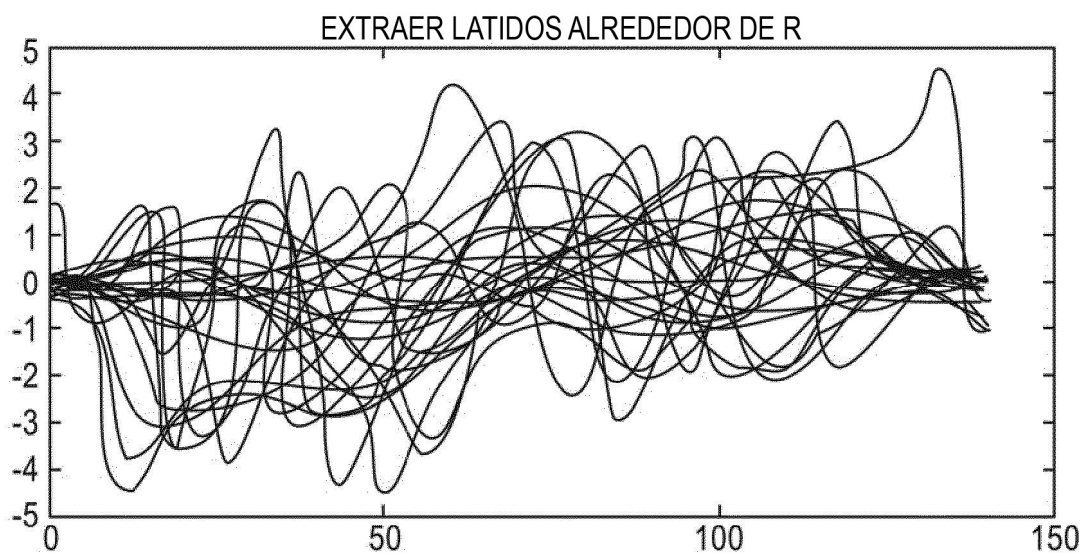


FIG. 7

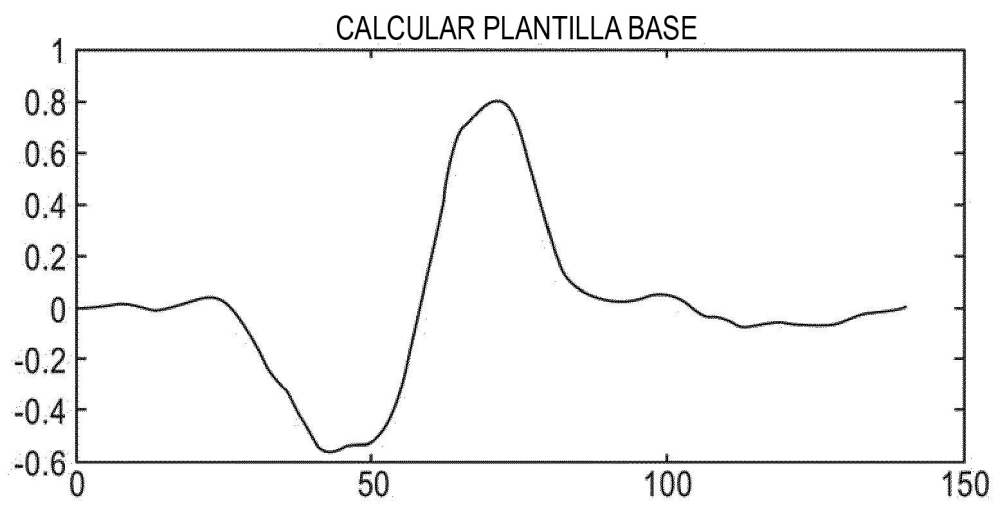


FIG. 8

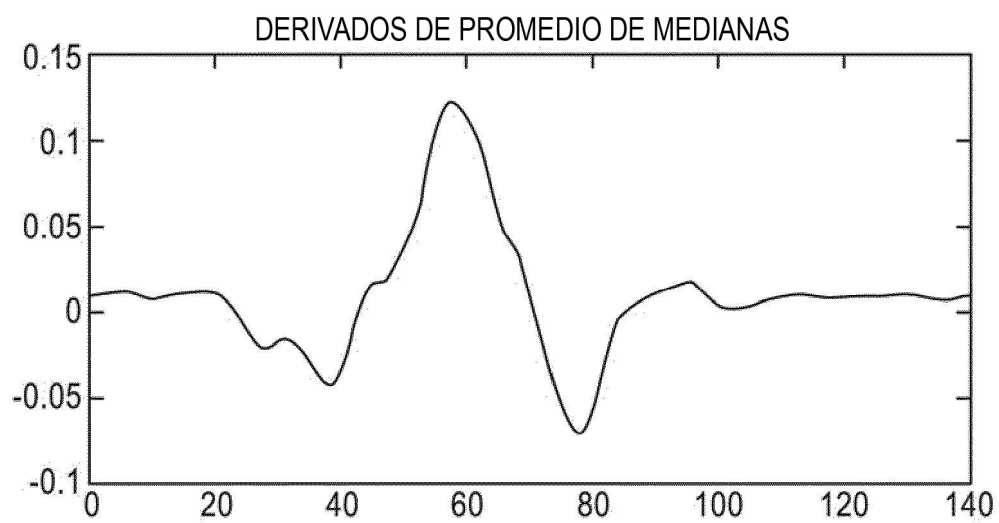


FIG. 9

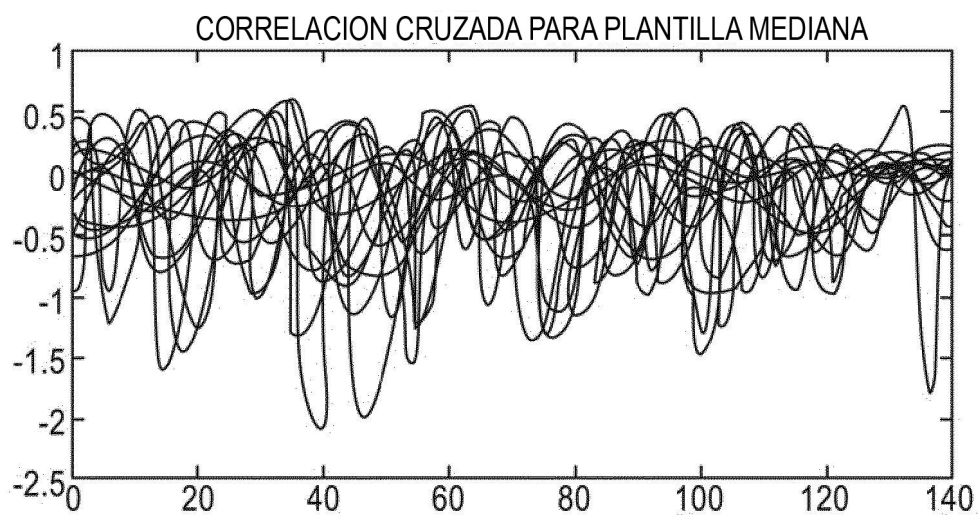


FIG. 10

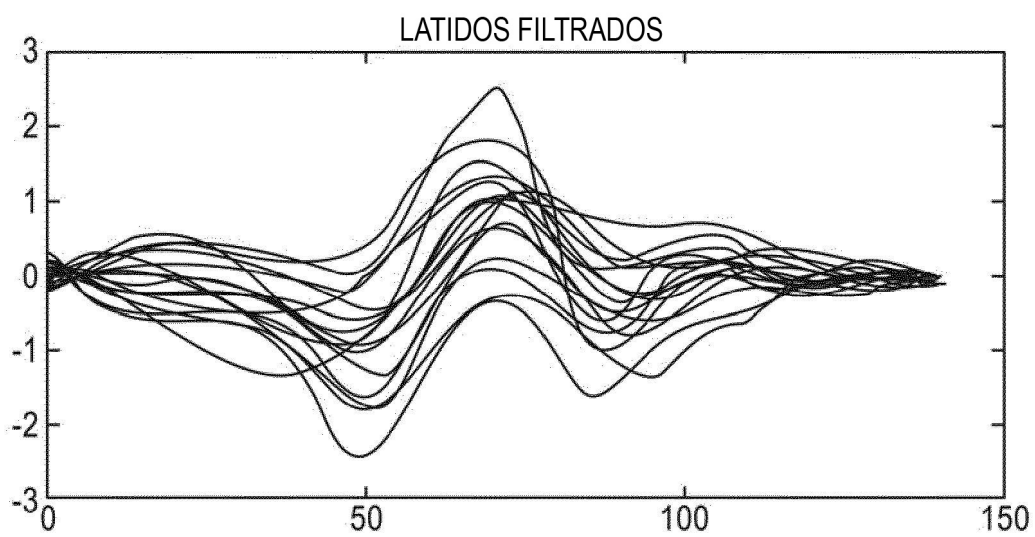


FIG. 11

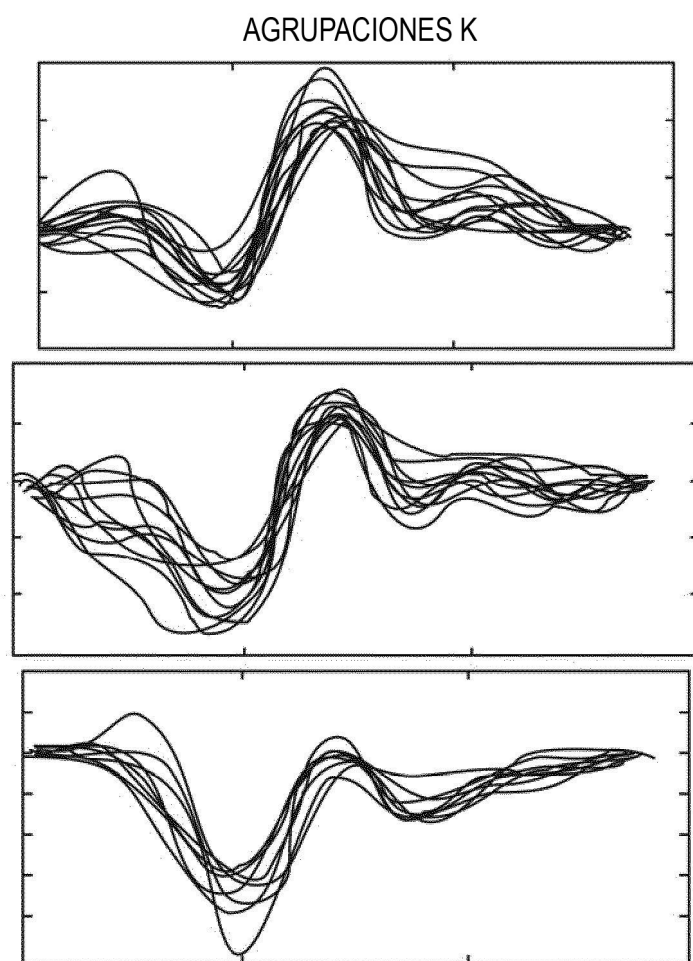


FIG. 12

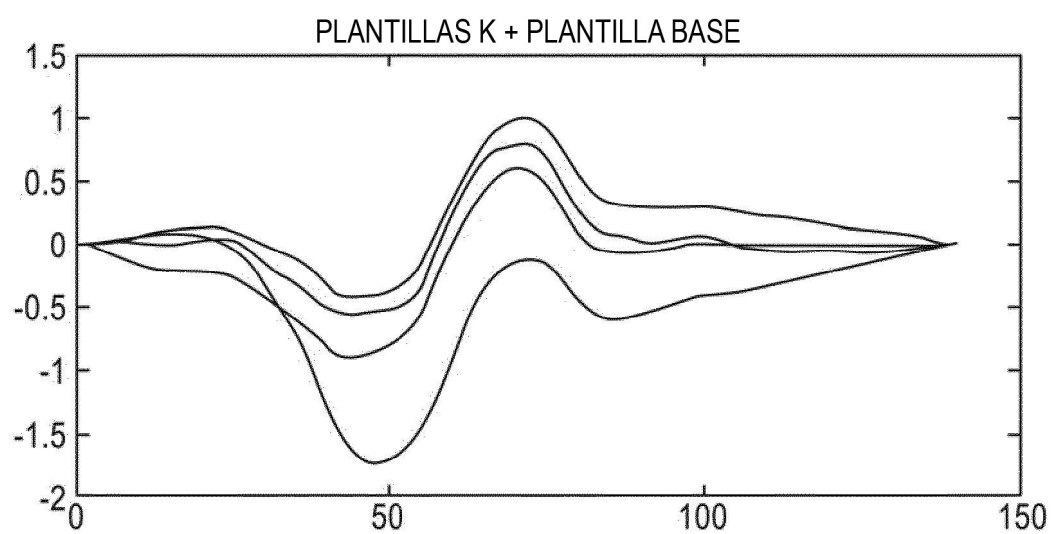


FIG. 13

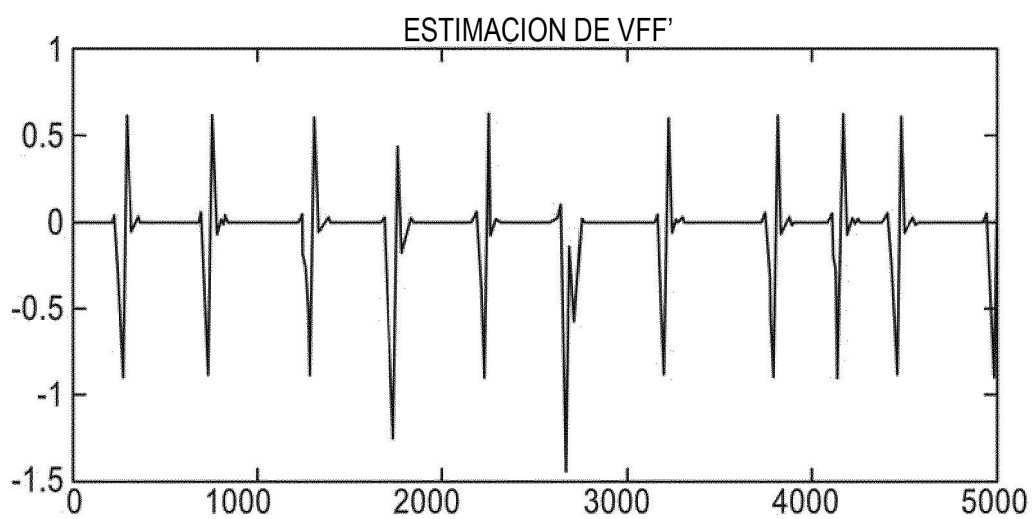


FIG. 14

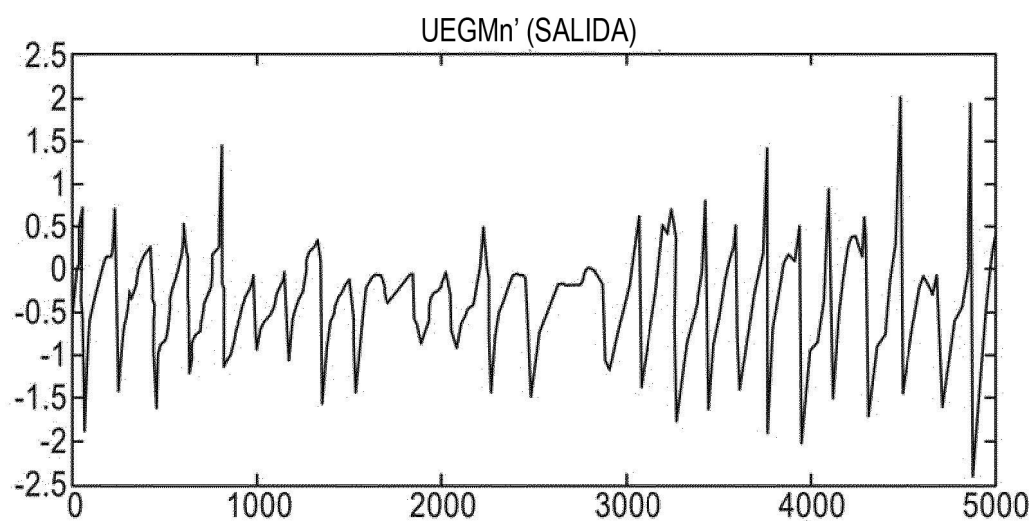


FIG. 15